

طراحی و ساخت فانتوم چهار بعدی ریه برای بررسی حرکت تومور در حین تنفس در پرتودرمانی با استفاده از تصویربرداری رزنانس مغناطیسی

زهرا اکملی^۱، دکتر داریوش شهبازی گهروی^۲، دکتر محمدمین مصلح شیرازی^۳، میلاد برادران قهفرخی^۴، نادر فلاحیان^۵، صادق شرکت^۶

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: مشخص کردن محل دقیق و صحیح تومور، یکی از مهم‌ترین الزامات پرتودرمانی است. اما تومورهای ریه به دلیل حرکت تنفسی، در یک مکان ثابت نیستند و در حین پرتودرمانی، جابه‌جا می‌شوند. با توجه به محدودیت‌های موجود در ارزیابی این حرکات، استفاده از فانتوم ریه در ارزیابی دقیق، سریع، آسان و ارزان این حرکات، می‌تواند مفید و کاربردی باشد. هدف از انجام این تحقیق، طراحی و ساخت یک فانتوم چهار بعدی ریه برای بررسی حرکت تومور در حین تنفس در پرتودرمانی بود.

روش‌ها: با قالب‌گیری از ریه طبیعی انسان، ریه مصنوعی از جنس سیلیکون ساخته شد. قفسه‌ی سینه از جنس پلکسی‌گلاس و به صورت دو جداره ساخته شد. فضای بین جداره‌ها از آب پر شد تا قدرت سیگنال (Magnetic resonance imaging) MRI افزایش یابد. کیسه‌ای نازک به حجم ۱/۵ لیتر از سیلیکون به عنوان دیافراگم مصنوعی ساخته شد و در قفسه‌ی سینه جای گرفت. برای شبیه‌سازی عمل دم و بازدم، از پمپ پیستونی و به منظور ایجاد حرکت رفت و برگشت، از موتور و گیربکس استفاده شد.

یافته‌ها: از سیلیکون برای ساخت ریه استفاده شد که نتایج تصویربرداری با دو روش (Computerized tomography scanning) CT scanning و MRI به خوبی تومور و ریه را نشان داد. قسمت‌های مکانیکی و الکتریکی به فانتوم اضافه شدند؛ به گونه‌ای که طبق ورودی در هر ۰/۵ ثانیه یک بار فانتوم متوقف و تصویربرداری انجام شد تا در مدت ۵ ثانیه سیکل تنفسی، ۱۰ تصویر CT و MRI حاصل شود. این فانتوم، سیکل تنفسی ریه و جابه‌جایی تومور را به خوبی نشان داد.

نتیجه‌گیری: در این تحقیق، فانتوم مدل سیلیکونی ریه با قابلیت شبیه‌سازی حرکت ریه طبیعی انسان با ۷ تومور درون آن برای ارزیابی حرکت ریه در حین پرتودرمانی ساخته شد.

واژگان کلیدی: فانتوم متحرک، تصویربرداری رزنانس مغناطیسی، رادیوتراپی، ریه

ارجاع: اکملی زهرا، شهبازی گهروی داریوش، مصلح شیرازی محمدمین، برادران قهفرخی میلاد، فلاحیان نادر، شرکت صادق. طراحی و ساخت فانتوم چهار بعدی ریه برای بررسی حرکت تومور در حین تنفس در پرتودرمانی با استفاده از تصویربرداری رزنانس

مغناطیسی. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۴؛ ۳۳ (۳۳۳): ۶۴۲-۶۳۱

- ۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی و کمیته‌ی تحقیقات دانشجویی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
- ۲- استاد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
- ۳- دانشیار، مرکز تحقیقات تصویربرداری پزشکی و گروه رادیوتراپی و آنکولوژی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران
- ۴- دانشجوی دکتری، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
- ۵- دانشجوی دکتری، گروه ارتز و پروتز، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران
- ۶- گروه مکانیک ساخت و تولید، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد نجف آباد، اصفهان، ایران

Email: shahbazi@med.mui.ac.ir

نویسنده‌ی مسؤو: دکتر داریوش شهبازی گهروی

مقدمه

سرطان ریه از شایع‌ترین سرطان‌های بدخیم با حدود ۱/۳ میلیون مورد جدید در سال است (۱) که ۱۷ درصد از کل مرگ و میر ناشی از سرطان را در بر می‌گیرد (۲). حدود ۲۵ درصد از بیماران مبتلا به سرطان ریه، حداکثر تا ۱ سال بعد از تشخیص زنده می‌مانند و این در حالی است که این عدد بعد از ۵ سال به ۷ درصد می‌رسد (۱).

در درمان این نوع سرطان، از جراحی، شیمی درمانی و پرتو درمانی استفاده می‌شود. هدف اصلی در پرتو درمانی، تحویل حداکثر دز به تومور و حداقل دز به بافت‌های سالم و حساس اطراف آن می‌باشد. برای رسیدن به این منظور، باید محل تومور به طور دقیق مشخص شود (۳). در غیر این صورت، کنترل تومور محدود می‌شود و در عین حال، بافت‌های سالم مجاور نیز دز ناخواسته دریافت می‌کنند و در نتیجه، عوارض ناشی از پرتو درمانی افزایش می‌یابد. در پرتو درمانی تومورهای ریه، اولین راهکار برای جبران حرکت تنفسی، افزایش حجم درمان می‌باشد (۴). در حالی که این راهکار، با هدف اصلی پرتو درمانی در تضاد است و استفاده از سایر روش‌ها شامل بهینه‌سازی دز تومور با محدود کردن حجم هدف در موقعیت‌های خاص از مسیر تومور و یا ردیابی کردن مسیر حرکت تومور مفید می‌باشند (۵-۸).

بنابراین، درمان تومورهای ریه، به دلیل محدودی حرکتی زیاد و تغییر شکل بیش از حد آن دشوار است (۹-۱۱). اگر چه امروزه با استفاده از روش تصویربرداری رزنانس مغناطیسی (MRI یا Magnetic resonance imaging) می‌توان تا حدودی به پرتو درمانی ریه کمک کرد (۱۱)، اما در حال حاضر

یک روش تصویربرداری ارزان، هم‌زمان و سریع برای ردیابی تومورهای ریه در پرتو درمانی وجود ندارد و این محدودیت، باعث پایین آمدن دقت پرتو درمانی تومورهای ریه می‌شود.

البته برای مشخص نمودن محل تومور، از روش‌های تصویربرداری متفاوتی استفاده می‌شود. در بین آن‌ها، روش توموگرافی کامپیوتری (Computed tomography scanning) و تصویربرداری رزنانس مغناطیسی از پرکاربردترین روش‌ها می‌باشند (۱۲-۱۳، ۴).

فانتوم‌ها اغلب برای ارزیابی تکنیک‌های تصویربرداری و برای ارزیابی دقت و صحت تصاویر یا دستگاه خاص استفاده می‌شوند. مهم‌ترین ویژگی فانتوم‌ها تکرار پذیری بالای آن‌ها است. در بسیاری از موارد، فانتوم یک جایگزین مناسب قبل از مطالعه‌ی حیوانی می‌باشد. البته در بعضی موارد، آزمایش‌های حیوانی به دلیل پیچیده و گران قیمت بودن و همچنین به دلیل نیاز به تجهیزات تخصصی و آموزش پرسنل، مطلوب نمی‌باشد (۱۴).

در پرتو درمانی برای تحلیل و شبیه‌سازی حرکت اعضای بدن، زمانی که یک توالی یا پروتکل جدید نیاز به سنجش دارد، می‌توان از فانتوم متحرک استفاده کرد. با این حال، اکثر فانتوم‌ها برای اهداف خاص ساخته شده‌اند و به طور معمول فاقد حرکت می‌باشند. لازم به ذکر است که یک فانتوم ایستا، نمی‌تواند برای شبیه‌سازی و اعتبارسنجی حرکات به کار رود. استفاده از یک فانتوم متحرک و پویا با حرکت شبه انسان، تحت عنوان فانتوم تنفسی به عنوان ابزاری برای ارزیابی پرتو درمانی ریه با قابلیت تصویربرداری رزنانس مغناطیسی، بسیار مفید و

اسفنج جاسازی شده بود (۱۷). Swailes و همکاران از کیسه‌های پلاستیکی پر شده از اسفنج سلولزی برای ساخت فانتوم قلب و ریه استفاده کردند (۱۸). در تمامی این تحقیقات، مشکل ثبت حرکت تومور در حین درمان وجود داشت.

هدف از انجام این تحقیق، طراحی و ساخت یک فانتوم چهار بعدی ریه برای بررسی حرکت تومور در حین تنفس در پرتودرمانی بود. این فانتوم تا حد زیادی شبیه به ریه انسان بود تا ابزاری مفید برای کنترل کیفی دستگاه‌های تصویربرداری و پروتکل‌های جدید پرتودرمانی باشد.

روش‌ها

هنگام تنفس، کل جداره‌ها در ریه طبیعی با نسبت‌های متفاوت تغییر شکل می‌دهند. تکرار پذیری، استحکام لازم و قابلیت هم‌شکل شدن با ریه طبیعی، از جمله ویژگی‌های مورد نیاز در ساخت فانتوم ریه می‌باشند که در این جا، به دلیل فقدان مولاز یک به یک ریه، از ریه طبیعی برای قالب‌گیری استفاده شد (شکل ۱).



شکل ۱. ریه طبیعی که برای قالب‌گیری از آن استفاده شد.

برای قالب‌گیری از ریه طبیعی، در ابتدا خط

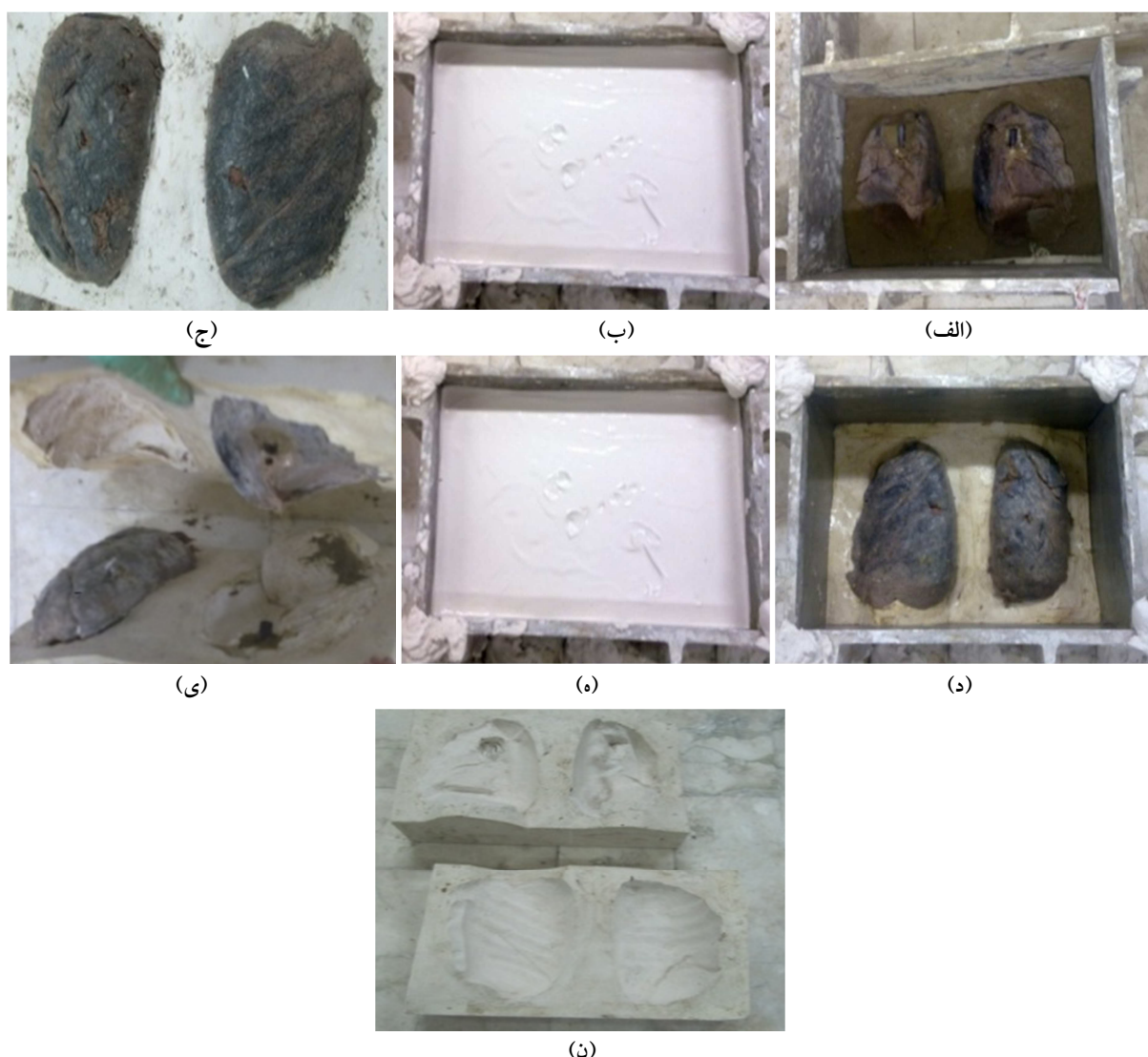
کاربردی خواهد بود. به بیانی دیگر، فانتوم تنفسی می‌تواند در شبیه‌سازی دقیق، سریع، آسان و ارزان حرکت ریه و تومور آن استفاده شود.

کارهای تحقیقاتی بسیاری در زمینه‌ی ساخت فانتوم تنفسی ریه انجام شده است. Biederer و Heller از فانتوم قفسه‌ی سینه با ریه‌ی طبیعی خوک استفاده کردند (۱۴). در این تحقیق، قفسه‌ی سینه از یک ظرف دو جداره از جنس ترموپلاست با سطح بیرونی صاف، هموار و منظم ساخته شده بود. این فانتوم آلمانی شامل ریه‌ی طبیعی خوک، دیافراگم سیلیکونی، محفظه‌ی فانتوم، پمپ خلاء (برای تنظیم فشار اطراف ریه) و پمپ آب (برای پر و خالی کردن دیافراگم) بود. به منظور سازگاری با تصویربرداری رزنانس مغناطیسی و جلوگیری از آرتیفکت مغناطیسی، لوله (تیوب‌ها)، اتصالات و پیچ‌ها از جنس سیلیکون یا پلی‌آمید ساخته شده بود. در این فانتوم، لوله‌های اضافی به جز لوله‌ی نای که به ریه‌ها متصل است، با سوراخ‌های چندگانه به یک دستگاه هواکش برای تخلیه‌ی حفره‌ی قفسه‌ی سینه‌ی مصنوعی متصل شده بودند (۱۴).

Nioutsikou و همکاران فانتومی شامل دو بطری آکاردئون با نوع انعطاف پذیر و تاشو به عنوان ریه که درون قفسه‌ی سینه از جنس پرسپکس (Perspex) قرار گرفته بود، طراحی کردند (۱۵). کاشانی و همکاران، از اسفنج با چگالی بالا به عنوان ریه استفاده کردند (۱۶). Chang و همکاران به منظور ساخت فانتوم ریه، از یک فانتوم با سیلندر اکریلی پر از آب استفاده کردند (۱۷). در تحقیق Chang و همکاران، یک بالون از جنس لاتکس درون سیلندر قرار داده شده بود که از اسفنج پر شده و هدف یا تومور درون

مراحل قالب‌گیری ریه‌ها را نشان می‌دهد. بعد از اتمام قالب‌گیری برای طراحی ریه‌ها، یک طرح اولیه تهیه شد. در طرح اولیه، ریه‌ها چسبیده به هم و از یک حفره تشکیل شده بود. برای شبیه‌تر شدن ریه‌ها به ریه‌ی طبیعی انسان، ریه‌های قالب‌گیری شده از همدیگر جدا شدند.

جدایی ریه‌ها با ماسه‌ی بادی مشخص شد. سپس با قالب‌های آلومینیومی مکعب مستطیلی، اطراف ریه‌ها پوشانده شد (شکل ۲). دوغابی از گچ درست شد و درون قالب ریخته شد. بعد از نیم ساعت که گچ سفت شد، قالب‌های آلومینیومی جدا و ماسه‌ی اضافی از اطراف ریه‌ها پاک شد. شکل ۲،



شکل ۲. مراحل مختلف قالب‌گیری ریه‌ها. الف) بعد از مشخص کردن خط جدایی ریه‌ها با ماسه‌ی بادی، قالب‌های آلومینیومی اطراف ریه‌ها قرار داده شد. ب) دوغابی از گچ درون قالب ریخته شد. ج) بعد از سفت شدن گچ، قالب برداشته شد و ماسه‌های اضافی از اطراف ریه‌ها پاک گردید. د) در این قسمت، دوباره قالب‌های آلومینیومی اطراف ریه‌ها قرار داده شد. ه) دوغابی از گچ روی ریه‌ها ریخته شد تا به طور کامل ریه‌ها را بپوشاند. ی) بعد از سفت شدن گچ، قالب‌ها از هم جدا و ریه‌ها خارج شدند.

رأس، قاعده، کنار و پشت ریه‌ی راست و ۳ زائده، یکی در قاعده و دوتای دیگر در کنار ریه‌ی چپ قرار داده شد (شکل ۵) و حرکت ریه با موتور برنامه‌ریزی شده کنترل شد.



شکل ۴. نمایی از ریه‌های سیلیکونی ساخته شده در این تحقیق



(الف)



(ب)

شکل ۵. مکان تومورهای کاشته شده درون ریه‌ها

طی فرایند این طراحی، تصمیم گرفته شد که ساخت ریه‌ها با ضخامت ۲-۳ سانتی‌متر انجام گیرد و نیز تومورها در جداره‌ی ریه‌ها قرار گیرد. البته در طراحی نهایی، تومورها درون ریه و در مکان‌های متفاوت کاشته شد تا بتوان تفاوت جابه‌جایی تومورها در مکان‌های متفاوت را بررسی کرد. شکل ۳، طراحی نهایی تومورها درون ریه را نشان می‌دهد که با دایره‌های توخالی در روی طرح اولیه‌ی ساخت ریه مشخص شده‌اند. طرح نهایی ریه، با قرار دادن ۷ جای تومور درون آن اجرا شد.



شکل ۳. طراحی نهایی تومورها درون ریه که با دایره‌های توخالی در روی طرح اولیه‌ی ساخت ریه مشخص شده است.

پس از طراحی نهایی ریه‌ها، با توجه به انعطاف پذیری و استحکام خوب سیلیکون، از آن در ساخت فانٹوم ریه استفاده شد. به این ترتیب، ریه‌ی سیلیکونی، با ضخامت ۲-۳ سانتی‌متر با قالب‌گیری از ریه‌ی گچی ساخته شد (شکل ۴). با توجه به این که ارزیابی این ریه با MRI می‌باشد، این ضخامت سیلیکون سیگنال MRI مناسبی را ایجاد می‌کند. درون ریه، حفره‌ای پر شده از هوا وجود داشت. ۴ زائده‌ی دایره‌ای و استوانه‌ای به عنوان تومور، در

لوله‌ی دمیدن هوا قرار گرفت (شکل ۷). محفظه‌ی فانتوم به صورت دوجداره طراحی گردید و پس از مونتاژ، جهت شبیه‌سازی شرایط طبیعی بدن انسان، در بین جداره‌ها، آب اضافه شد.



شکل ۶. دیافراگم مصنوعی و موقعیت آن نسبت به ریه‌های سیلیکونی

دیافراگم مصنوعی از پوسته‌ای انعطاف پذیر از جنس سیلیکون با حجم ۱/۵ لیتر ساخته شد که در قسمت انتهایی قفسه‌ی سینه به منظور شبیه‌سازی سیکل تنفسی زیر ریه‌ها قرار گرفت. بعد از تنظیم آن، تکه‌های چوب در قسمت بین دیافراگم و قفسه‌ی سینه قرار گرفت تا فشار وارده از طرف هوا به دیافراگم، مانع از جابه‌جایی آن گردد (شکل ۶).

ساخت قفسه‌ی سینه و پمپ هوا

در این قسمت، ابتدا محفظه‌ی فانتوم طراحی گردید که از برش لیزری ورقه‌های پلاستیک اکریلیک (پلاکسی گلاس) ساخته شد. برای طراحی این محفظه، از نرم‌افزار Solid works استفاده شد؛ بدین صورت که کلیه‌ی ورقه‌های تشکیل دهنده در کامپیوتر، طراحی و در محیط مونتاژ نرم‌افزار بر روی هم سوار شدند و پس از انجام اصلاحات در جانمایی و اندازه‌ی فانتوم و محل قرارگیری ریه‌ها و دیافراگم، طرح نهایی آماده شد. همچنین محفظه‌ی نگهدارنده‌ی دیافراگم نیز از همین ورقه‌های پلاستیک طراحی شد که در یک طرف آن دیافراگم و در سمت دیگر،



شکل ۷. محفظه‌ی دو جداره‌ی قفسه‌ی سینه و محفظه‌ی نگهدارنده‌ی دیافراگم

گرفتند و توسط چسب قطره‌ای در جای خود محکم شدند. سپس کلیه‌ی درزها توسط چسب سیلیکون آب‌بندی شدند.

محفظه‌ی فاننوم دارای دو قسمت بالایی و پایینی بود که توسط پیچ‌های پلاستیکی به هم متصل شدند. پس از خشک شدن چسب‌ها، مابین جداره‌ها با آب پر شد و سپس ورودی آب توسط پیچ آب‌بندی، بسته شد. همچنین محفظه‌ی دیافراگم نیز مونتاژ و کلیه‌ی درزها توسط چسب سیلیکون آب‌بندی شد و ورودی شیلنگ هوا نیز به آن متصل شد. پس از آماده‌سازی محفظه‌ها، ریه‌ها در جای خود قرار گرفتند و همچنین دیافراگم نیز توسط ۴ باریکه‌ی ورقه‌هایی از پلاستیک و تعداد زیادی از پیچ بر روی محفظه‌ی دیافراگم، نصب و سپس توسط چسب سیلیکون به صورت کامل آب‌بندی شد.

همچنین، در این مرحله، لوله‌های ورودی ریه‌ها نیز نصب گردید و پس از تنظیم فاصله‌ی محفظه‌ی دیافراگم تا ریه‌ها، دو قسمت بالایی و پایینی فاننوم بر روی هم قرار گرفت و توسط ۲۰ عدد پیچ بسته شد. در مونتاژ قطعات پمپ بر روی شاسی ساخته شده و رنگ شده، ابتدا پیستون، درون محفظه‌ی سیلندر قرار گرفت و دو طرف سیلندر توسط دو درپوش آلومینیوم بسته شد. یک طرف سیلندر لوله‌ی خروجی هوا و طرف دیگر آن، شافت پیستون قرار گرفت. پس از نصب محفظه‌ی سیلندر بر روی ورق آلومینیوم، موتور و گیربکس و اهرم‌های لنگ متصل به آن، بر روی شاسی نصب شدند و شافت پیستون به اهرم لنگ متصل گردید. پس از نصب کامل تجهیزات پمپ، با راه‌اندازی آزمایش موتور و گیربکس، صحت عملکرد پمپ مورد آزمایش قرار گرفت.

به دلیل ورود حجم مشخصی از هوا به داخل دیافراگم و همچنین قابلیت کنترل سرعت دم و بازدم، در طراحی پمپ هوا، از پمپ پیستونی استفاده شد. در طراحی این پمپ، لوله‌ی آلومینیومی به عنوان سیلندر با حجم مفید ۱/۵ لیتر جهت تغییر شکل مورد نیاز ریه‌ها، پیستون لاستیکی به قطر ۱۰۰ میلی‌متر و همچنین موتور و گیربکس به منظور ایجاد حرکت رفت و برگشتی به کار گرفته شد.

در تبدیل حرکت چرخشی موتور و گیربکس به حرکت رفت و برگشتی، از سیستم چرخ لنگ استفاده شد. همچنین، برای سهولت در جابه‌جایی پمپ و متعلقات، یک اسکلت فلزی چرخ‌دار برای نصب اجزای پمپ و سیستم کنترلی طراحی گردید (شکل ۸).



شکل ۸. اسکلت فلزی چرخ‌دار برای نصب اجزای پمپ و سیستم کنترلی

پس از تکمیل مرحله‌ی طراحی، کلیه‌ی قطعات فاننوم و پمپ جهت برش لیزر و ماشین‌کاری به کارگاه‌های مربوط سفارش داده شد. پس از ساخت کلیه‌ی قطعات در مرحله‌ی اول، عملیات مونتاژ محفظه‌ی فاننوم شروع شد که در این مرحله، کلیه‌ی ورقه‌های پلاستیک بریده شده، در جای خود قرار

بعد از این مرحله، سیستم کنترلی آماده‌ی نصب شد که خود شامل چند قسمت می‌باشد: دستگاه PLC (Programmable logic controller) که کار کنترل حسگرها و ارسال فرمان‌ها را به عهده دارد. دستگاه انتقال که جهت کنترل سرعت و جهت حرکت موتور استفاده شده است و همچنین، می‌تواند شتاب حرکت موتور را کنترل کند. حسگرهای القایی جهت تعیین کورس ابتدا و انتهای حرکت، فیوز اصلی، کلیدهای فرمان و ترمینال‌های خروجی که از قبل طراحی و ساخته شده بودند، بر روی شاسی نصب شدند و پس از نصب تابلو برق، کلیه‌ی سیم‌کشی‌ها شامل سیم‌کشی موتور و گیربکس و حسگرهای تشخیص دهنده‌ی ابتدا و انتهای کورس سیلندر انجام گرفت. تابلو برق، دارای یک دستگاه کنترل کننده‌ی PLC مانند صدور فرمان‌های حرکتی و همچنین یک دستگاه معکوس کننده جهت تغییر سرعت موتور و گیربکس و کلیدهایی جهت راه‌اندازی بود. یکی از قابلیت‌های این سیستم کنترلی، امکان تغییر سرعت دم و بازدم جهت شبیه‌سازی شرایط طبیعی بدن انسان بود.

پس از تکمیل ساخت پمپ دمنده‌ی هوا و همچنین فانتوم ریه‌ها، اتصال بین این دو سیستم توسط یک لوله‌ی رابط و راه‌اندازی مجموعه صورت گرفت. با استفاده از یک شیلنگ معمولی به طول ۳ متر و آب‌بندی محل‌های اتصال شیلنگ به محفظه‌ی دیافراگم و همچنین، خروجی باد دستگاه پمپ روشن شد و با حرکت رفت و برگشت پیستون دیافراگم باز و بسته شد.

یافته‌ها

هدف از این تحقیق، ساخت فانتومی بود تا بتواند

حرکت تنفسی را به خوبی شبیه‌سازی کند و همچنین، امکان مشاهده‌ی تومور درون ریه در حین تنفس به وسیله‌ی تصویربرداری CT و MRI را میسر سازد. طبق نمونه‌ی خارجی که از ریه‌ی طبیعی خوک استفاده شده بود، در این تحقیق از ریه‌ی طبیعی استفاده شد، اما به دلیل فاسد شدن ریه، لازم بود راهکاری برای نگهداری ریه برای مدت زمان طولانی تعیین شود. تنها راه ممکن، Plastination ریه بود. در این روش، آب و چربی بافت توسط پلیمرهایی خاص جایگزین می‌شود. در این پژوهش، تلاش بر این بود که ریه‌ی تازه از جسد انسانی موجود در پزشکی قانونی پس از کالبد شکافی، پلاستینه شود و از نمونه‌ی پلاستینیشن ریه، جهت استفاده در ساخت فانتوم قفسه‌ی سینه‌ی انسان استفاده گردد که نمونه‌ی پلاستینه شده، از استحکام و انعطاف پذیری لازم برخوردار نبود. بنابراین، در پی یافتن مواد مناسب برای ساخت ریه‌ی مصنوعی، سیلیکون برای این منظور انتخاب شد. طبق نیاز به موادی با انعطاف پذیری بالا و در عین حال، استحکام مناسب، از سیلیکون استفاده شد. موادی که برای ساخت فانتوم استفاده شد، به گونه‌ای بود که هم در تصویربرداری CT (شکل ۹) و هم MRI (شکل ۱۰) به خوبی تومور و ریه را نشان داد. همچنین انعطاف پذیری و استحکام خوب ریه، نشانه‌ای بر خوب بودن مواد مورد استفاده داشت.

در پی ساخت قسمت مکانیکی فانتوم، برای این که بتوان در مدت ۵ ثانیه سیکل تنفسی، در زمان‌های مشخص یک ثانیه به یک ثانیه تصویربرداری کرد، یک قسمت الکتریکی به فانتوم اضافه شد؛ به گونه‌ای که طبق ورودی در هر ۰/۵ ثانیه یک بار فانتوم،

چنانچه در شکل ۱۱ مشاهده می‌شود، تصاویر حاصل از سیکل ۵ ثانیه‌ی تنفسی ریه، جابه‌جایی تومور را به خوبی نشان می‌دهد.

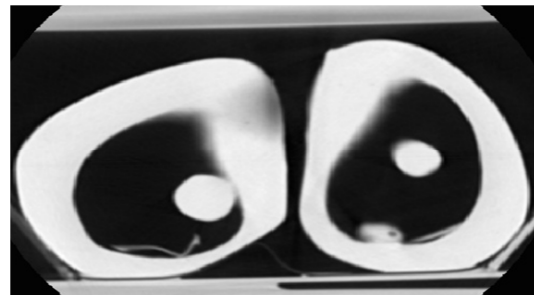
بحث

هدف از این پژوهش، ساخت فانتوم متحرک ریه با قابلیت شبیه‌سازی حرکت دم و بازدم بود. این فانتوم به گونه‌ای طراحی گردید که نسبت زمان ۱ به ۲ دم و بازدم رعایت شود. برای سازگاری با تصویربرداری رزنانس مغناطیسی، لوله، اتصالات و پیچ، از پلی‌آمید ساخته شد و فلز در ساخت قفسه‌ی سینه این فانتوم استفاده نشد.

با استفاده از این فانتوم، می‌توان تکنیک‌های جدید را قبل از مطالعه بر روی نمونه‌های حیوانی و یا انسانی، مورد بررسی قرار داد. با توجه به فانتوم و نتایج به دست آمده، مواد مورد استفاده در ساخت فانتوم، تا حد زیادی خصوصیات مورد نظر را دارا بود. سیلیکون استفاده شده دارای استحکام و انعطاف پذیری مورد نیاز بود و مواد مورد استفاده، وضوح و قدرت تفکیک لازم در تصاویر CT و MRI را داشت. آزمایش‌های تصویربرداری، امکان استفاده از این مدل را نشان دادند. استفاده از مواد شفاف به عنوان قفسه‌ی سینه‌ی مصنوعی، امکان مشاهده‌ی عملکرد و نقص احتمالی را تسهیل کرد. تغییرات ناقص ریه‌ها به خوبی قابل مشاهده و با یافته‌های تصویربرداری قابل مقایسه بود.

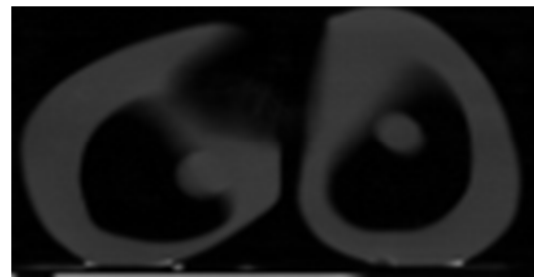
مدل‌های زیادی از فانتوم متحرک ساخته شد. از جمله نمونه‌ای که محقق آلمانی در آن از ریه‌ی طبیعی خوک استفاده کرده است (۱۴). در این تحقیق، از ریه‌ی مصنوعی استفاده شد. برای ایجاد تکرار پذیری

متوقف و تصویربرداری انجام شد تا در مدت ۵ ثانیه سیکل تنفسی، ۱۰ تصویر CT و MRI حاصل شود. از آن جا که اندازه‌ی قفسه‌ی سینه، متناسب با ریه‌ی طبیعی انسان ساخته شد و از اندازه‌ی قفسه‌ی سینه‌ی انسان تجاوز نمی‌کرد، بنابراین می‌توان در گنتری CT و MRI قرار داد. تصویربرداری CT و MRI برای ارزیابی فانتوم مناسب بودند.



شکل ۹. تصویر CT scan

(Computerized tomography scanning)



(الف)

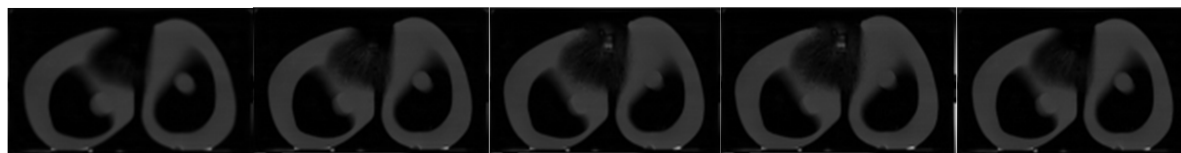


(ب)

شکل ۱۰. الف) تصویر عرضی MRI

(Magnetic resonance imaging) از ریه و تومور درون

آن، ب) تصویر کرونال MRI ریه



شکل ۱۱. تصاویر حاصل از سیکل ۵ ثانیه تنفسی ریه

استفاده شد که همانند موارد قبلی شکل مشخصی از ریه‌ی انسان نداشت (۱۷).

در تحقیق حاضر، طراحی و ساخت فانتوم چهار بعدی ریه برای بررسی حرکت تومور در حین تنفس در پرتودرمانی صورت گرفت. با توجه به تصاویر حاصل شده از این ریه برای بررسی حرکت و نشان دادن انواع حرکات ریه، می‌توان اذعان نمود که این ریه‌ی مصنوعی (فانتوم) بر خلاف فانتوم‌های طراحی شده‌ی قبلی، تا حد زیادی شبیه به ریه‌ی انسان است و می‌تواند ابزار مفیدی برای کنترل کیفی دستگاه‌های تصویربرداری و پروتکل‌های جدید پرتودرمانی باشد.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان‌نامه‌ی دوره‌ی کارشناسی ارشد زهرا اکملی به شماره‌ی پایان‌نامه‌ی ۳۹۲۵۸۷ در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان می‌باشد. بدین وسیله از تمامی کسانی که در انجام این تحقیق مشارکت داشتند، سپاسگزاری می‌شود.

بیشتر، برای ساخت این فانتوم از ریه‌ی طبیعی خوک و یا گوسفند استفاده نشد.

Swales و همکاران از کیسه‌های پلاستیکی پر شده از اسفنج سلولزی برای ساخت فانتوم ریه استفاده کردند. این کیسه‌ها مستطیلی شکل بودند و بسیار متفاوت با شکل ریه‌ی انسان بودند که امکان جابه‌جا شدن تکه‌های اسفنج درون کیسه‌ها در هر بار دم و بازدم نیز وجود داشت (۱۸). Nioutsikou و همکاران، فانتومی شامل دو بطری آکاردئون با نوع انعطاف پذیر و تاشو به عنوان ریه که درون قفسه‌ی سینه از جنس پریکس (Perspex) قرار گرفته بود، طراحی کردند، اما در این طراحی ریه و قفسه‌ی سینه شکل مورد نظر را نداشت که بتوانند به طور دقیق چگونگی جابه‌جایی تومور در نقاط مختلف ریه را بررسی کنند (۱۵).

Chang و همکاران به منظور ساخت فانتوم ریه، از یک فانتوم با سیلندر اکریلی پر از آب استفاده کردند. در این فانتوم، از یک بالون به جنس لاتکس

References

1. Nioutsikou E, Seppenwoolde Y, Symonds-Taylor JR, Heijmen B, Evans P, Webb S. Dosimetric investigation of lung tumor motion compensation with a robotic respiratory tracking system: an experimental study. *Med Phys* 2008; 35(4): 1232-40.
2. Ackerley EJ, Cavan AE, Wilson PL, Berbeco RI, Meyer J. Application of a spring-dashpot system to clinical lung tumor motion data. *Med Phys* 2013; 40(2): 021713.
3. Al-Mayah A, Moseley J, Velec M, Brock KK. Sliding characteristic and material compressibility of human lung: parametric study and verification. *Med Phys* 2009; 36(10): 4625-33.
4. Keall P. 4-dimensional computed tomography imaging and treatment planning. *Semin Radiat Oncol* 2004; 14(1): 81-90.
5. Sharp GC, Jiang SB, Shimizu S, Shirato H. Prediction of respiratory tumour motion for real-time image-guided radiotherapy. *Phys Med Biol* 2004; 49(3): 425.
6. Shih HA, Jiang SB, Aljarrah KM, Doppke KP,

- Choi NC. Internal target volume determined with expansion margins beyond composite gross tumor volume in three-dimensional conformal radiotherapy for lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004; 60(2): 613-22.
7. Shahbazi-Gahrouei D, Gookizadeh A, Abdollahi M. Comparison of conventional radiotherapy techniques with different energies in treating prostate cancer, employing a designed pelvis phantom. *Journal of Medical Sciences* 2008; 8(4): 429-32.
 8. Vedam SS, Keall PJ, Docef A, Todor DA, Kini VR, Mohan R. Predicting respiratory motion for four-dimensional radiotherapy. *Med Phys* 2004; 31(8): 2274-83.
 9. Chen QS, Weinhaus MS, Deibel FC, Ciezki JP, Macklis RM. Fluoroscopic study of tumor motion due to breathing: facilitating precise radiation therapy for lung cancer patients. *Med Phys* 2001; 28(9): 1850-6.
 10. Plathow C, Fink C, Ley S, Puderbach M, Eichinger M, Zuna I, et al. Measurement of tumor diameter-dependent mobility of lung tumors by dynamic MRI. *Radiother Oncol* 2004; 73(3): 349-54.
 11. Shirato H, Seppenwoolde Y, Kitamura K, Onimura R, Shimizu S. Intrafractional tumor motion: lung and liver. *Semin Radiat Oncol* 2004; 14(1): 10-8.
 12. Low DA, Nystrom M, Kalinin E, Parikh P, Dempsey JF, Bradley JD, et al. A method for the reconstruction of four-dimensional synchronized CT scans acquired during free breathing. *Med Phys* 2003; 30(6): 1254-63.
 13. Vedam SS, Keall PJ, Kini VR, Mostafavi H, Shukla HP, Mohan R. Acquiring a four-dimensional computed tomography dataset using an external respiratory signal. *Phys Med Biol* 2003; 48(1): 45-62.
 14. Biederer J, Heller M. Artificial thorax for MR imaging studies in porcine heart-lung preparations. *Radiology* 2003; 226(1): 250-5.
 15. Nioutsikou E, Richard NS-T, Bedford JL, Webb S. Quantifying the effect of respiratory motion on lung tumour dosimetry with the aid of a breathing phantom with deforming lungs. *Phys Med Biol* 2006; 51(14): 3359-74.
 16. Kashani R, Lam K, Litzenberg D, Balter J. Technical note: a deformable phantom for dynamic modeling in radiation therapy. *Med Phys* 2007; 34(1): 199-201.
 17. Chang J, Suh TS, Lee DS. Development of a deformable lung phantom for the evaluation of deformable registration. *J Appl Clin Med Phys* 2010; 11(1): 3081.
 18. Swailes NE, MacDonald ME, Frayne R. Dynamic phantom with heart, lung, and blood motion for initial validation of MRI techniques. *J Magn Reson Imaging* 2011; 34(4): 941-6.

Design and Fabrication of a Four-Dimensional Respiratory Phantom for Studying Tumor Movement in Radiotherapy with Magnetic Resonance Imaging

Zahra Akmal¹, Daryoush Shahbazi-Gahrouei PhD², Mohammad Amin Mosleh-Shirazi PhD³, Milad Baradaran-Ghahfarokhi MSc⁴, Nader Fallahian MSc⁵, Sadegh Sherkat⁶

Original Article

Abstract

Background: In radiation therapy, determining the location of the tumor accurately is one of the most important requirements. But, lung tumors due to respiratory motion during radiotherapy are not fixed in a single location and move. Due to limitations in assessing such movements, using a lung phantom can be useful and operational in fast, easy and inexpensive assessment of such movements. The aim of this study was to design and build a four-dimensional respiratory phantom for studying tumor movement in radiation therapy.

Methods: By molding the normal human lung, artificial lung was made of silicon. The chest was made of plexiglas and a double-walled container. The wall was filled with water to increase the signal strength of Magnetic Resonance Imaging (MRI). A 1.5-liter thin bag of silicon was made as the synthetic diaphragm and was placed into the chest. A piston pump was used to simulate the breathing and an engine and gearbox were used to create the reciprocating motion. Finally, the silicon lung model, capable of simulating the natural movement of the human lung was built with 7 tumors in it.

Findings: The four-dimensional phantom lung was designed and constructed for examining the tumor motion during radiotherapy while breathing, according to the images obtained from the lung for examining the motion and the types of movements of the lung.

Conclusion: It can be declared that this artificial lung (phantom), unlike the previously designed ones, is largely similar to human lungs and can be a useful tool for quality control of the imaging devices and the new protocols of radiotherapy.

Keywords: Moving phantom, Magnetic resonance imaging, Radiotherapy, Lung

Citation: Akmal Z, Shahbazi-Gahrouei D, Mosleh-Shirazi MA, Baradaran-Ghahfarokhi M, Fallahian N, Sherkat S. **Design and Fabrication of a 4-dimensional of Respiratory Phantom for Studying Tumor Movement in Radiotherapy with Magnetic Resonance Imaging.** J Isfahan Med Sch 2015; 33(333): 631-42

1- MSc Student, Department of Medical Physics, School of Medicine AND Student Research Committee, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

2- Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

3- Associate Professor, Medical Imaging Research Center AND Department of Radiotherapy and Oncology, School of Medicine, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

4- PhD Student, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

5- PhD Student, Department of Orthotics and Prosthetics, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran

6- Department of Mechanical Construction, Islamic Azad University, Najafabad Branch, Isfahan, Iran

Corresponding Author: Daryoush Shahbazi-Gahrouei PhD, Email: shahbazi@med.mui.ac.ir